

Акустические приборы и системы

УДК 534.121

С.А. Найда, д-р техн. наук

Электрические модели среднего и внутреннего уха человека

В работе проведено исследование электрической модели внутреннего уха, состоящей из 140 параллельных звеньев – резонаторов, соответствующих волокнам мембраны, и среднего уха человека в виде двух связанных контуров. Установлено, что амплитуда бегущей волны уменьшается по направлению к геликотреме. Подтвержден «принцип места». Подтверждено наличие двух резонансных частот среднего уха. Построена и исследована модель всей слуховой системы человека. Установлено, что при подаче синусоидального сигнала отклик модели находится на частоте посылки, а при подаче щелчка отклик находится на второй резонансной частоте среднего уха.

Probe of an electrical analogue of the interior ear consisting of 140 parallel links – the resonators corresponding to filaments of a diaphragm, and a middle ear of the person in the form of two coupled circuits is in-process conducted. It is installed that the range of travelling wave is diminished in a direction to a helicotrema. «The place principle» is affirmed. Retention of two resonance frequencies of a middle ear is affirmed. The model of all hearing system of the person is built and researched. It is installed that at submission of a sine signal the model response is on frequency of sending, and at submission of click the response is on the second resonance frequency of a middle ear.

Ключевые слова: *слуховая система человека, диагностика слуха, электрическая модель улитки, электрическая модель среднего уха*

Введение

Слуховая система (СС) человека является сенсорной системой, для которой стимулами являются акустические сигналы (АС) из окружающей воздушной среды. Улитка в СС является конечным местом периферического тракта согласования акустических импедансов окружающей воздушной среды и жидкостной среды СС, а также одновременно местом преобразования механической энергии АС в электромеханическую энергию потенциалов действия нейронной сети СС. Проблеме передачи и преобразования АС в улит-

ке посвящено большое количество работ, но до сих пор ее нельзя считать решенной. С 1928 по 1960 года этой проблемой занимался Георг фон Бекеш, который на основе своих исследований разработал теорию этих процессов под названием «теория бегущих волн» (за свои исследования улитки и за эту теорию Бекеша в 1961 г. был удостоен Нобелевской премии). Эта теория является общепризнанной сейчас, в то время как ее применение не дает возможности объяснить целый ряд явлений в СС, связанных с передачей и преобразованием АС, как, например, кодирование частоты и интенсивности сложных АС, формирование дифференциального порога по частоте. В то же время, резонансная теория Гельмгольца дает возможность объяснить все эти явления и ставит СС в один ряд с другими сенсорными системами. Согласно с резонансной теорией Гельмгольца различные сегменты базилярной мембраны (БМ) должны находиться в различной степени натянутости по аналогии с натяжением различных струн пианино. Однако Бекеш установил, что БМ не находится под каким-либо натяжением.

Для нужд медицины решение проблемы передачи и преобразования АС в улитке необходимо, прежде всего, для разработки электронных протезов улитки для глухих (глухими считаются пациенты с потерями слуха более 86 дБ) – кохлеарных имплантов [1-3]. Существующие в мире многоканальные электронные протезы не дают возможности нативного восприятия. Поэтому целью работы является разработка алгоритма аналогового кодирования сигнала при кохлеарной имплантации на основе электрического моделирования внутреннего и среднего уха человека.

1. Электрическая модель улитки

Каждое из волокон основной мембраны резонирует на вполне определенной для него частоте. Сложный звук, состоящий из ряда частотных составляющих, вызывает колебания ряда волокон соответственно частотам составляющих.

На рис.1 приведена эквивалентная электрическая модель слухового анализатора [7], которая была воссоздана в прикладном пакете Simulink:

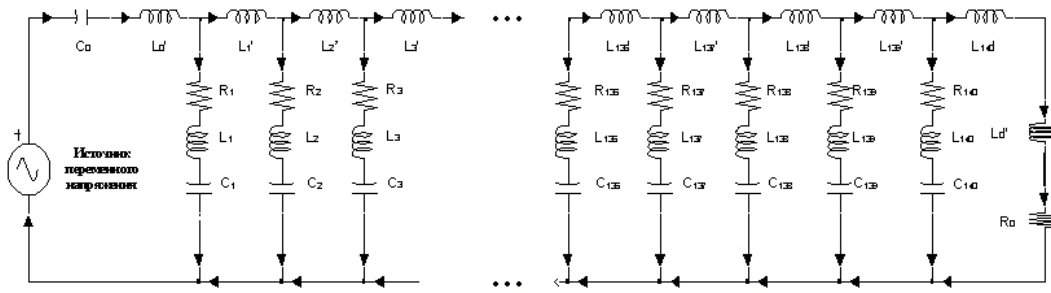


Рис. 1. Эквивалентная электрическая схема улитки

Числовые значения элементов модели:

$$L'_k = 21,02 \cdot 10^{-3} \cdot e^{0,029 \cdot k} \text{ Гн};$$

$$L''_k = 75,12 \cdot 10^{-3} \cdot e^{0,029 \cdot k} \text{ Гн}; \quad L''_0 = 0,067 \text{ Гн};$$

$$C_k = 553 \cdot 10^{-12} \cdot e^{0,054 \cdot k} \text{ Ф};$$

$$R_k = 5,825 \cdot 10^3 \cdot e^{-0,013 \cdot k} \text{ Ом}; \quad R_0 = 70,957 \text{ Ом}. (1)$$

В схеме 140 параллельных звеньев – резонаторов, соответствующих волокнам мембраны; последовательные индуктивности L'_k соответствуют соколеблющейся массе лимфы. Ток в параллельных звеньях соответствует скорости колебаний волокон.

Аналитические выражения.

1. Резонансная частота параллельного звена:

$$f_k = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L''_k \cdot C_k}} = \frac{2,48 \cdot 10^4}{e^{0,0415 \cdot k}}. (2)$$

2. Связь между резонансной частотой параллельного контура и расстоянием его от овального окна (начала) улитки:

$$l_k = \frac{l}{140} \cdot k; \quad l = 32 \text{ мм};$$

$$f_k \cdot l_k = \frac{2,48 \cdot 10^4}{e^{0,0415 \cdot k}} \cdot \frac{l}{140} \cdot k \approx 5,7 \cdot k \text{ кГц} \cdot \text{мм}, (3)$$

так как $e^{0,0415 \cdot k} \approx 1 + 0,0415 \cdot k + \dots \approx 1$, при $k \ll 24$.

При $k = 5$ $f_k \cdot l_k = 28,5 \text{ кГц} \cdot \text{мм}$, $l_5 = 1,14 \text{ мм}$.

3. Добротность параллельного контура:

$$Q = \frac{1}{R_k} \cdot \sqrt{\frac{L''_k}{C_k}} \approx 2.$$

4. В системе с распределенными параметрами с погонной индуктивностью

$$L_{\text{кпог}} = \frac{L'_k \cdot 140}{l} \text{ и параллельной емкостью}$$

$$C_{\text{кпог}} = \frac{C_k \cdot 140}{l} \text{ локальная фазовая скорость:}$$

$$v_{\text{фк}} = \frac{1}{\sqrt{L_{\text{кпог}} \cdot C_{\text{кпог}}}} = \frac{l}{140} \cdot \frac{1}{\sqrt{L'_k \cdot C_k}}. (4)$$

В прикладном пакете Simulink были найдены максимальные токи для каждого из 140 контуров. Полученные результаты приведены на рис.2.



Рис. 2. Зависимость амплитуды тока (колебательной скорости) от номера контура (расстояния от овального окна)

Каждой частоте акустического стимула отвечает резонанс в определенном месте на базилярной мембране. В нашей модели каждый контур соответствует определенному волокну базилярной мембраны, так что, получив максимумы тока для ряда заданных частот на определенном контуре, мы и получили подтверждение «принципа места». Например, было найдено, что для частоты 100 Гц максимум находится на 119 контуре, для 250 Гц – на 97, для 500 Гц – на 81, для 1000 Гц – на 64, для 2000 Гц – на 47, для 4000 Гц – на 31, для 8000 Гц – на 14. Экспериментальные результаты несколько отличаются от расчетных значений. Это связано с тем, что в теоретических расчетах резонансных частот контуров не учитывается наличие соколеблющейся массы лимфы, которая препятствует распространению волны. Полученные результаты приведены на рис.3.

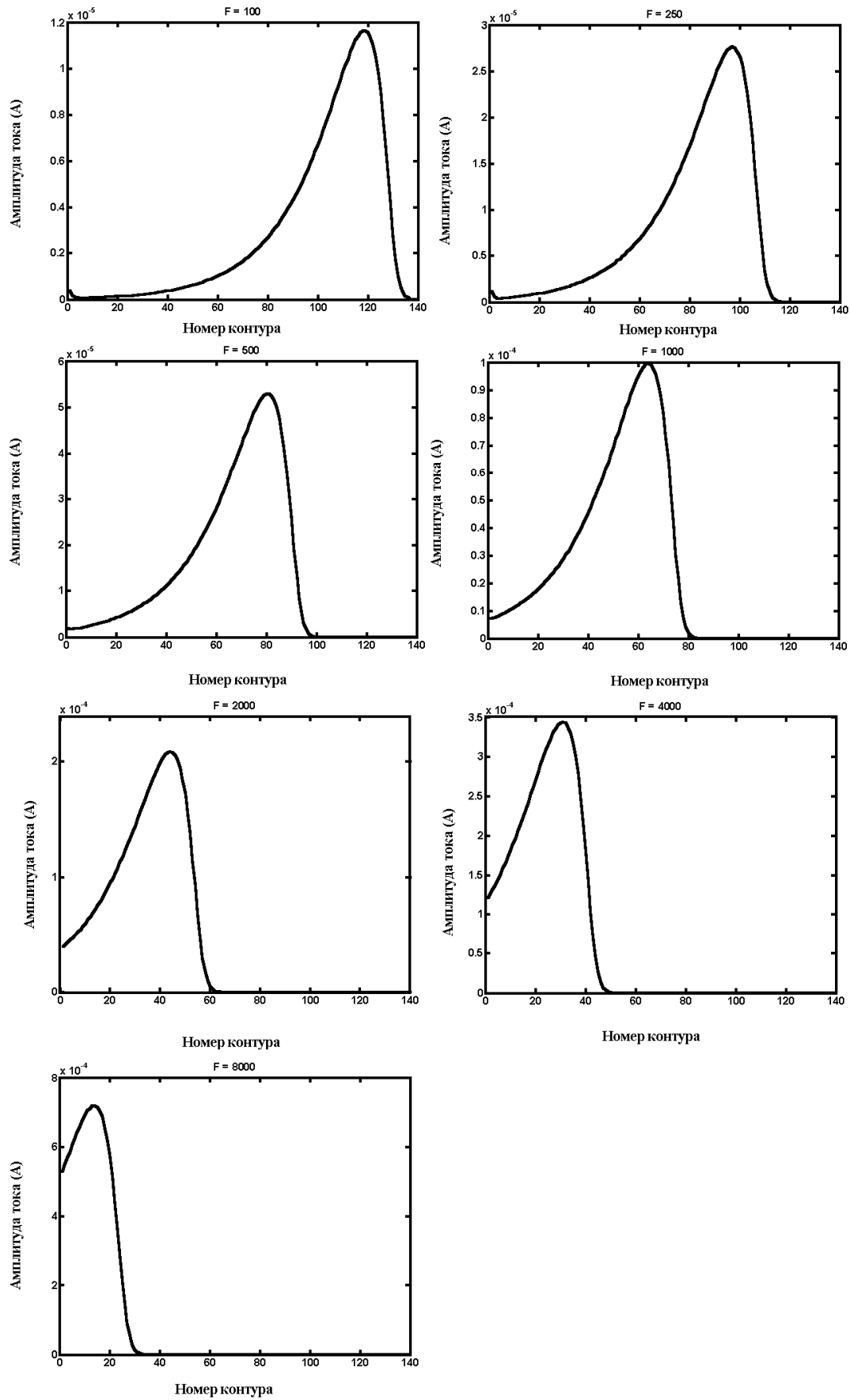


Рис. 3. Подтверждение «принципа места»

2. Электрическая модель среднего уха

Среднее ухо человека представляет собой сложную механоакустическую систему. Ее механическая часть образована барабанной перепонкой и прикрепленной к ней последовательной цепью слуховых косточек: молоточка, наковальни и стремечка. Акустическая часть образована барабанной полостью и слуховой трубой, которая соединяет полость с внешним воздухом [8].

Для анализа колебаний барабанной перепонки уха использовался метод электромеханических аналогий. В его основе лежит подобие уравнений, которые описывают электрические и механические явления. При этом электрическим величинам: напряжению, емкости, индуктивности, активному сопротивлению отвечают механические: сила, упругость, масса, активное механическое сопротивление. Полученная таким образом приведенная эквивалентная схема среднего уха человека [1] была проанализирована с помощью прикладного пакета Simulink (рис. 4).

В этой схеме m – суммарная масса косточек и барабанной перепонки; m_2 – масса воздуха, который движется как единое целое, в евстахиевой трубе; r_1 – сопротивление потерь вследствие передачи звуковой энергии через цепь слуховых косточек во внутреннее ухо; r_2 – сопротивление потерь воздуха, который колеблется, на трение об стенки евстахиевой трубы; $C_{пер}$, $C_{пор}$ – гибкости барабанной перепонки и полости соответственно [1].

Как видно из рис.5, приведенная эквивалентная схема представляет собой два связанных контура [2]. Общим элементом для них (элементом связи) является барабанная полость. При этом масса косточек, гибкость барабанной перепонки и барабанной полости, и ак-

тивная составляющая акустического сопротивления составляют последовательный контур, а гибкость барабанной полости и эквивалентная масса воздуха в слуховой трубе – параллельный контур. Особенностью связанной системы уха является то, что поглощение энергии звука происходит в том же контуре (барабанной перепонки), в который она и вводится. Функция второго контура в этом случае сводится к расширению полосы пропускания уха.

В [1] было показано, что при учете влияние колебаний воздуха в евстахиевой трубе колебательная система среднего уха является системой связанных контуров, имеющей не одну, а две собственные частоты. Первая близка к частоте колебаний барабанной перепонки и системы косточек, а вторая – к парциальной частоте колебаний подсистемы из параллельного соединения гибкости барабанной полости $C_{пор}$ и колеблющейся массы воздуха в слуховой трубе m_2 , трансформированной в барабанную полость.

Величины элементов эквивалентной электрической модели среднего уха выберем численно равными соответствующим механическим величинам:

$$\begin{aligned} m &= 64 \cdot 10^{-6} \text{ Гн}; C_{пер} = 9,5 \cdot 10^{-4} \text{ Ф}; r_1 = 0,168 \text{ Ом}; \\ m_2 &= 21,9 \cdot 10^{-7} \text{ Гн}; C_{пор} = 1,76 \cdot 10^{-3} \text{ Ф}; \\ r_2 &= 1,16 \cdot 10^{-12} \text{ Ом}. \end{aligned} \quad (5)$$

Полученные с помощью данной модели значения резонансных частот среднего уха (664Гц и 2608Гц) (рис.5) хорошо согласуются с экспериментальными результатами (рис.6) [9].

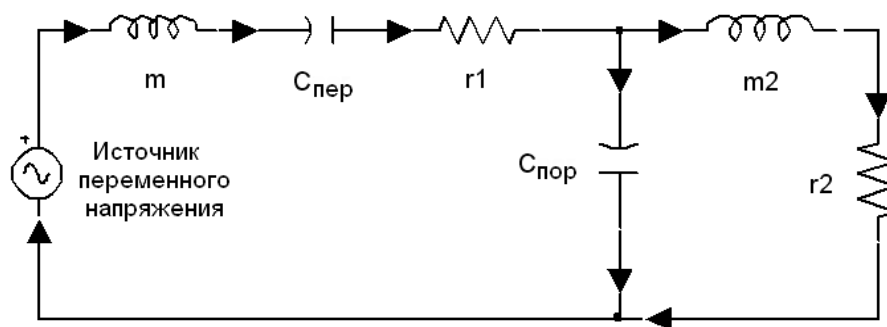


Рис. 4. Эквивалентная электрическая схема среднего уха

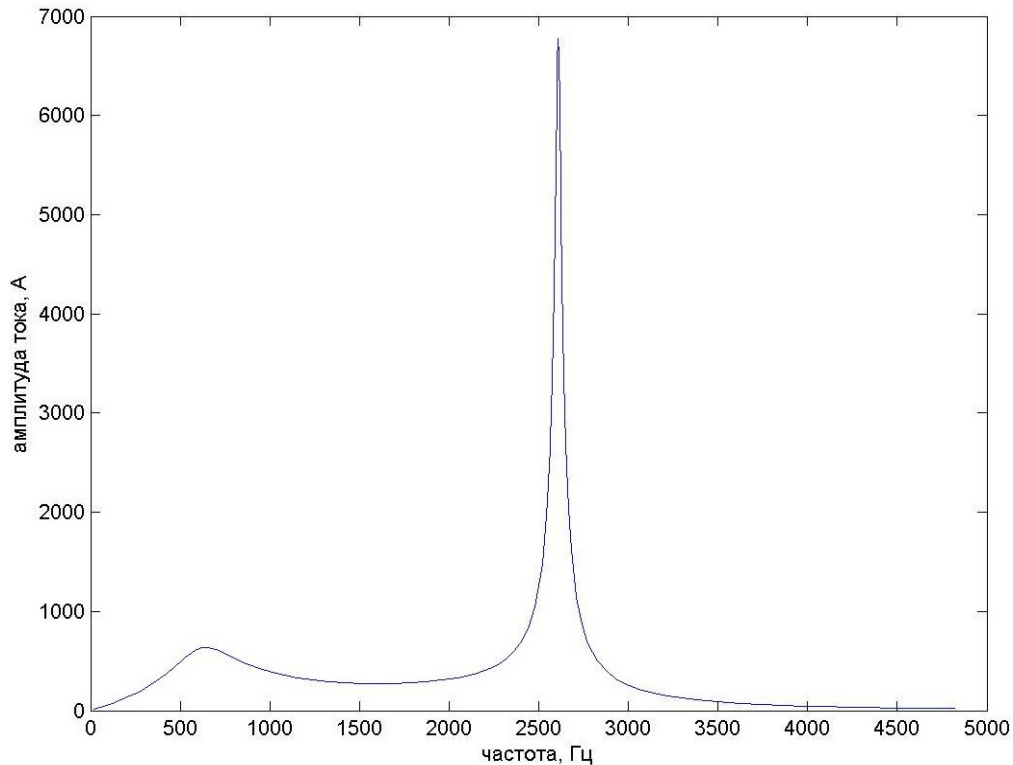


Рис.5. Резонансные частоты среднего уха



Рис.6. Диаграммы амплитуды ответов, зарегистрированных на височных костях при моделировании трех вариантов тимпаноластики [9]

3. Электрическая модель слуховой системы человека

В прикладном пакете Simulink была также построена и исследована модель всего уха.

На резонансных частотах среднего уха по формулам (1-4) были определены параметры внутреннего уха: $f_k = 10^3 \text{ Гц}$, $k = 77$, $v_{fk} = 2,73 \text{ м/с}$; $f_k = 2,5 \text{ кГц}$, $k = 55$,

$v_{fk} = 6,84 \text{ м/с}$. Параметры элементов эквивалентной электрической схемы среднего уха приняты равными значениям (5).

Были получены следующие результаты: при подаче на данную модель синусоидальных сигналов разной частоты отклик находился на частоте посылки, а при подаче щелчка отклик находился на второй резонансной частоте среднего уха. Полученные данные проиллюстрированы рис. 7 и 8.

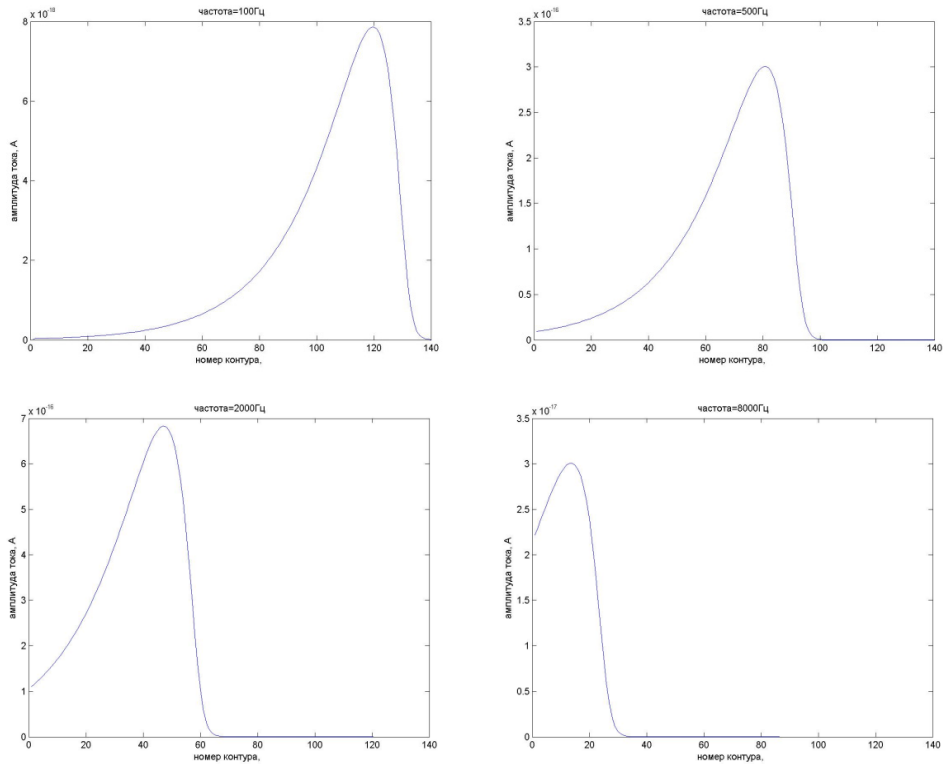


Рис. 7. Реакция системы «среднее ухо - внутреннее ухо» на возбуждение тональным сигналом частотой 100, 500, 2000, 8000 Гц

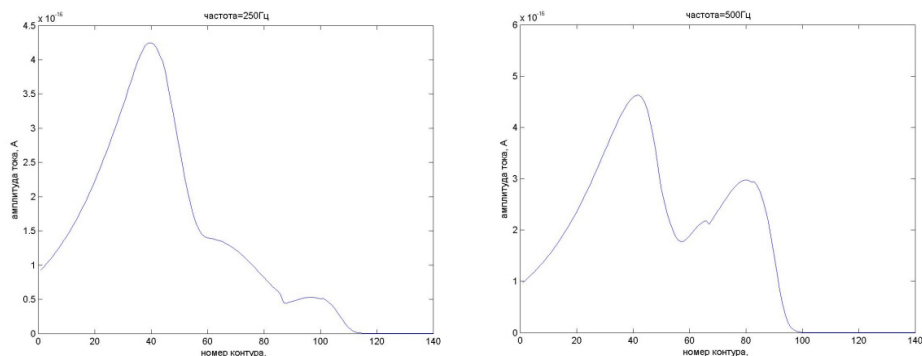


Рис. 8. Реакция системы «среднее ухо - внутреннее ухо» на возбуждение прямоугольным радиоимпульсом частотой 250, 500 Гц

Сигналы, которые наблюдаются на выходе приведенной системы, могут быть использованы при аналоговом кодировании речевого сигнала в кохлеарной имплантации.

4. Алгоритм кодирования речи в кохлеарно-импланте

В прикладном пакете Simulink был получен сигнал на выходе среднего уха при воздействии 10 прямоугольных импульсов (рис.9).

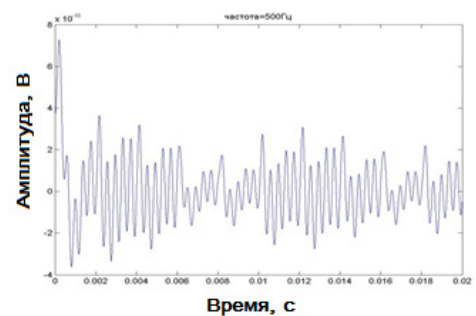


Рис.9. Осциллограмма на выходе среднего уха при подаче пачки прямоугольных импульсов

Полученный сигнал очень близок к реальному сигналу отоакустической эмиссии (ОАЭ), которая используется для диагностики слуха новорожденных и представляет собой отклик слуховой системы на возбуждение в виде 1,5 периода гармонического колебания либо щелчка. При этом считается, что форма отклика обусловлена исключительно внутренним ухом.

В работе были рассмотрены оба типа возбуждения и получены следующие результаты. Отклик слуховой системы при возбуждении 1,5 периодом гармонического колебания представлен на рис.10.

Из рис.10 видно, что максимумы находятся на контурах соответствующих частоте посылки. То есть при подаче 1,5 периода синусоидального импульса частотой 500 Гц отклик слуховой системы находится на 81 контуре; частотой 1000 Гц – на 64 контуре; частотой 2000 Гц – на 47 и частотой 4000 Гц – на 30 контуре.

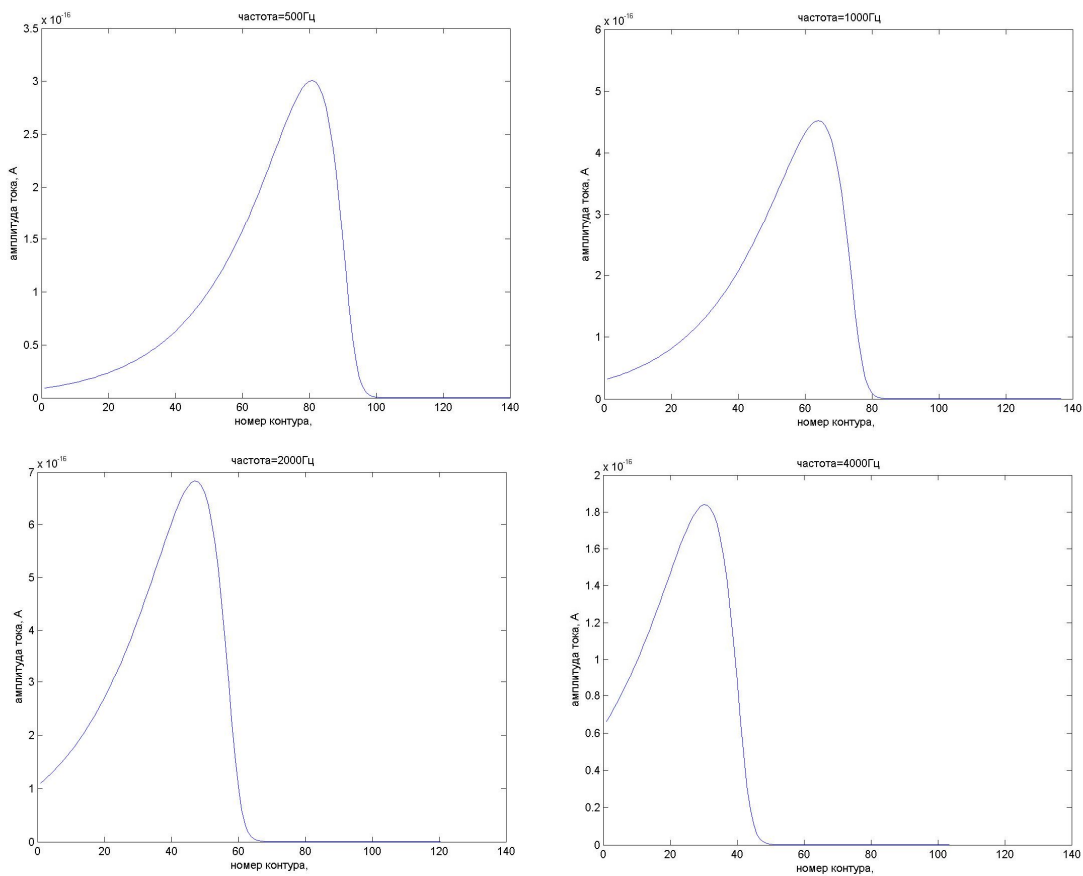


Рис.10. Реакция системы «среднее ухо - внутреннее ухо» на возбуждение синусоидальным импульсом (1,5 периода) частотой 500, 1000, 2000, 4000 Гц

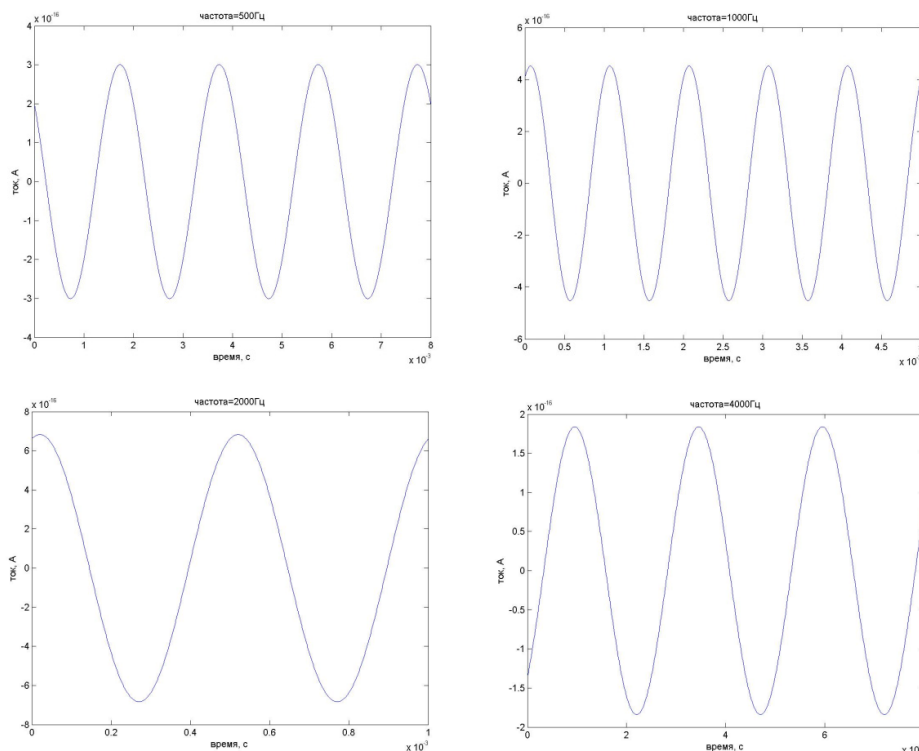


Рис.11. Временные зависимости тока на контурах при подаче 1,5 периода синусоидального импульса

На рис.11 приведены зависимости тока от времени на каждом из четырех вышеперечисленных контуров.

При возбуждении слуховой системы прямоугольным импульсом, то есть щелчком, как видно по спектру сигнала на сопротивлении r_2 доминирующими частотами являются 500 и 2500 Гц (рис.12). Они обусловлены резонансными частотами среднего уха.

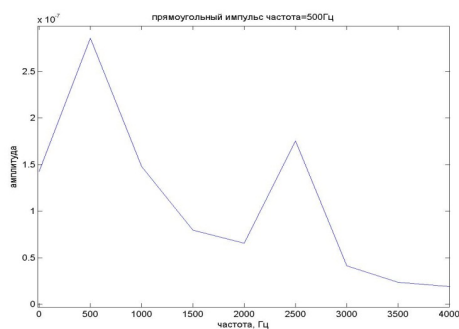


Рис.12. Спектр сигнала на выходе среднего уха при подаче прямоугольного импульса частотой 500 Гц

Далее была получена зависимость амплитуды тока от номера контура (рис.13).

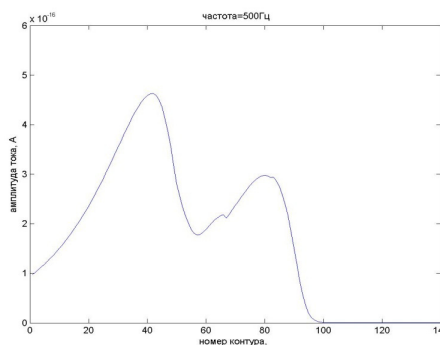


Рис.13. Реакция системы «среднее ухо - внутреннее ухо» на возбуждение прямоугольным импульсом частотой 500 Гц

Из приведенного рисунка видно, что максимумы на 42 и 80 контурах соответствуют данным доминирующим частотам. Таким образом, можно сделать вывод, что сигнал отоакustической эмиссии обуславливается как внутренним, так и средним ухом.

Выводы

В работе было проведено электрическое моделирование слуховой системы человека. В результате проведенных исследований установлено, что:

1. Эквивалентные электрические схемы улитки дают ответа на вопрос, как возбужда-

ется медленная волна фазы в базилярной мембране быстрыми волнами сжатия в направлении от овального к круглому окну улитки.

2. При возбуждении слуховой системы тональным сигналом отклик находится на частоте посылки, а при подаче щелчка отклик находится на второй резонансной частоте среднего уха.

3. Эквивалентная схема звукопроводящей системы уха должна состоять из эквивалентной электрической схемы среднего уха в норме и эквивалентной схемы улитки в виде длинной дисперсионной линии.

Сделав отводы от параллельных резонансных контуров, и подав их на сумматоры, на их выходе получим сигналы для подачи на соответствующие электроды кохлеарного импланта.

Литература

1. *Найда С.А.* Математическая модель среднего уха человека // *Электроника и связь*. - 2002. -№15. -С.49-50.
2. *Дидковский В.С., Найда С.А.* Новые широкополосные электроакустические приборы для медицины// *Электроника и связь*.-2010. - № 2. -С.211-216..
3. *Найда С.А.* Отоакустическая эмиссия – импульсная функция уха, ключ к оптимальному кодированию звука в улитковом имплантате//*Доклады Академии наук Украины*. -2005. -№5. –С.172-178.
4. *Полов Ю.В.* Гідромеханічне та електричне моделювання процесів передачі та перетворення АС в завитці органа слуху: Автореф. дис. докт. біол. наук: 03.00.02/ Інститут отоларингології ім. проф. О.Коломійченка АМН України.- К., 2003.- 40с.
5. *Peterson L.C., Bogert V.P.* A dynamical theory of the cochlea // *JASA*. – 1950. – Vol.22.– p. 368-381.
6. *Фланаган Дж.Л.* Анализ, синтез и восприятие речи: Пер. с англ. / Под ред. А.А.Пирогова. - М.: Связь, 1968. - 394с.
7. *Справочник по акустике/Иофе В.К., Корольков В.Г., Сапожков М.А./Под ред. М.А. Сапожкова. – М.: Связь, 1979. – 312с.*
8. *Альтман Я.А., Таварткиладзе Г.А.* Руководство по аудиологии. – М.: ДМК Пресс, 2003. – 360с.
9. *Борисенко О.Н., Сушко Ю.А, Сребняк И.А., Сербин Г.С.* Влияние изменения объёма полостей среднего уха на передачу звука// *Проблема реабилитации в отоларингологии. III пленум правления Российского общества отоларингологов.* – Самара, 2003.